



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0015031
(43) 공개일자 2014년02월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/14 (2006.01) G06T 7/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0082679
(22) 출원일자 2012년07월27일
심사청구일자 2012년07월27일

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스
내 (서천동, 경희대학교)
(72) 발명자
박현국
서울 동대문구 무학로34길 8 (용두동)
최삼진
서울 동대문구 장한로26길 71 (장안동)
(74) 대리인
손민

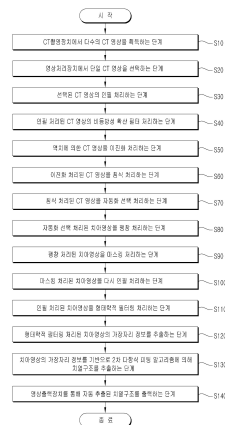
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 C T영상으로부터 치열구조의 자동추출방법

(57) 요약

본 발명은 교정치료에 사용되는 피검자의 CT영상에서 이미지 프로세싱을 통하여 피검자의 치열구조를 자동적으로 추출하여 획득한 치아정보와 피검자의 실제 치아와의 매칭률을 높임으로써 정밀한 교정치료를 돕는 동시에 교정 치료에 있어 치아 이동과 치아의 변화량을 정량적으로 해석 가능한 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법을 제공한다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2009-0092562

부처명 교육과학기술부

연구사업명 미래기반기술개발사업

연구과제명 하이브리드 기술기반 4차원 차세대 교정치료시스템 개발

기 여 율 1/1

주관기관 경희대학교 산학협력단

연구기간 2009.09.01 ~ 2014.05.31

특허청구의 범위

청구항 1

- (a) CT촬영장치를 통하여 피검자의 CT영상을 획득하는 단계;
- (b) 영상처리장치로 전송된 상기 획득된 CT영상에 대한 보정 및 노이즈 제거를 통해 치아정보를 선택하는 영상처리단계;
- (c) 상기 영상처리된 CT영상에서 치아영상을 추출하는 단계; 및
- (d) 상기 추출된 치아영상을 기반으로 2차 다항식 피팅 알고리즘을 통해 상기 피검자의 치열구조를 영상출력장치에서 출력하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는,
CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

- (b1) 상기 획득된 CT영상 중 선택된 CT영상에서 치아의 필프에 해당하는 부분만을 삭제 보정하는 인필(infill) 처리된 CT영상을 통하여 각 방향의 필터링 정도를 다르게 결정하여 노이즈를 제거하는 비등방성 확산 필터로 처리하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 (b) 단계는, 상기 (b1) 단계 이후,

- (b2) 상기 비등방성 확산 필터로 처리된 CT영상을 이진화 처리하는 단계;
- (b3) 상기 이진화 처리된 CT영상을 침식(erosion) 처리하는 단계; 및
- (b4) 상기 침식 처리된 CT영상을 자동화 선택 처리하여 치아 정보만을 선택하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

- (c1) 상기 (b) 단계 이후 상기 자동화 선택 처리된 치아영상을 팽창(dilate) 처리하는 단계;
- (c2) 상기 팽창 처리된 상기 치아영상을 마스킹(masking) 처리하는 단계;
- (c3) 상기 마스킹 처리된 치아영상을 다시 인필 처리하는 단계; 및
- (c4) 상기 인필 처리된 치아영상에 대해 형태학적(morphological) 필터링을 수행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 (d) 단계는,

(d1) 상기 (c) 단계 이후 상기 형태학적 필터링 처리된 치아영상의 가장자리 정보를 추출하는 단계;

(d2) 상기 치아영상의 가장자리 정보를 기반으로 상기 2차 다항식 피팅 알고리즘에 의해 치열구조를 추출하는 단계; 및

(d3) 상기 영상출력장치를 통해 상기 추출된 치열구조를 출력하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 (b1) 단계의 상기 비등방성 확산 필터 처리는,

$$\frac{\delta}{\delta t} I(i_f, t) = dvi(C(i, t) \cdot \nabla I(i_f, t))$$

(단, $I(i_f, t)$ 는 반복스텝 t 에서의 영상이미지, dvi 는 발산연산자, $\nabla I(i_f, t)$ 는 국부적인 영상 그라디언트, $C(i_f, t)$ 는 영상 그라디언트 크기의 단조감소함수(monotonically decreasing function)의 확산함수)

의 열전도 방정식인 비등방성 프로세스를 연산하여 상기 치아영상의 노이즈를 제거하고, 그리고

상기 시간(t)과 상기 치아영상의 노이즈는 비례관계에 있는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 확산함수를 선택하기 위한 모든 영상은,

$$C(i_f, t) = \exp\left(-\left(\frac{\nabla I(i_f, t)}{K}\right)^2\right)$$

의 확산 프로세스를 연산하여 획득되고, 그리고

상기 확산 프로세스는 최근접한 4개의 이웃영상에 의한 흐름이 같은 양에 의한 영상(i_f)에서 각각의 픽셀(x, y)의 업데이트로 이루어지는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 최근접한 4개의 이웃 영상은,

$$I(i_f, +\Delta t) \approx I(i_f, t) + \Delta t \cdot (\Phi_{east}, \Phi_{west}, \Phi_{south}, \Phi_{north})$$

(단, Δt 는 반복상수, $[\Phi_{east}, \Phi_{west}, \Phi_{south}, \Phi_{north}]$ 는 최근접한 이웃영상의 차이를 이용하여 계산된 국부적인 그라디언트의 방향, 최근접한 이웃영상의 차이는 $\Phi(i_f, t) = C(i_f, t) \cdot \nabla I(i_f, t)$ 인 반복스텝 t 에서 동쪽방향으로 $i_f(x + \Delta x, y)$, 서쪽방향으로 $i_f(x - \Delta x, y)$, 남쪽방향으로 $i_f(x, y + \Delta y)$, 북쪽방향으로 $i_f(x, y - \Delta y)$ 를 의미함)

의 식을 연산하여 획득하는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

(a1) CT촬영장치에서 다수의 치아영상을 획득하는 단계; 및

(a2) 상기 다수의 치아영상 중 하나를 선택하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,

CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 CT영상을 영상처리하여 치료계획시스템에서 중요한 파라미터인 피검자의 치열구조를 추출하는 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 현재, 치아교정 진단 및 치료 시스템은 부구강 내 모형을 제작하여 치아들의 형태, 크기, 충생(crowding)의 정도, 상하악 치열 간의 교합 관계 등을 파악하여 시술하고 있다.

[0003] 즉, 환자의 정보로부터 이상적인 교합을 예측하고 시술하는데 누적된 경험에 의존하므로 시술자에 따라 다양한 방식으로 이루어지고, 시술의 경험을 체계적인 방식으로 정량화할 방법이 없는 실정이다.

[0004] 보다 구체적으로 여러 모양의 브라켓과 다양한 재질, 굵기의 호선(archwire), 그리고 다양한 미니 임플란트(mini implant) 등에 의한 교정력(orthodontic force)을 이용해서 교정치료가 이루어지나, 현재의 진단과 치료 계획(orthodontic treatment planning) 프로토콜에는 정량적인 교정력을 측정할 수 있는 방법이 없었다.

[0005] 다만, 과도한 교정력에 일차적으로 전치부를 일정한 호선 상에 정렬시킨 후 정상교합으로 모으는 방식이 있으나, 이는 모든 치아의 이동이 최적의 경로를 따라 움직인다고 볼 수 없다.

[0006] 따라서, 정상교합에 도달하기까지 불필요한 치아의 운동이 발생하며, 이것은 치료기간이 길어지는 원인이 되고 동시에 치근흡수 같은 부작용이 생길 가능성도 높아지게 되는 문제점이 있었다.

[0007] 또한, 치료와 교정이 오랜 시간에 걸쳐 이루어지므로 임상진과 환자 모두에게 많은 인내와 고통이 요구되는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0008] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 목적은 교정치료에 사용되는 피검자의 CT영상에서 이미지 프로세싱을 통하여 피검자의 치열구조를 자동적으로 추출하는 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법을 제공하는 것이다.
- [0009] 또한, 본 발명의 목적은 영상처리장치에서 수행되는 인필 처리, 비등방성 확산 필터 처리, 이진화 처리, 침식 처리, 자동화 선택 처리, 팽창 처리, 마스킹 처리 및 형태학적 필터링 처리를 통하여 획득한 치아정보와 피검자의 실제 치아와의 매칭률을 높임으로써 정밀한 교정치료를 돕는 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0010] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명에 따른 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법은 (a) CT촬영장치를 통하여 피검자의 CT영상을 획득하는 단계; (b) 영상처리장치로 전송된 상기 획득된 CT영상에 대한 보정 및 노이즈 제거를 통해 치아정보를 선택하는 영상처리단계; (c) 상기 영상처리된 CT영상에서 치아영상을 추출하는 단계; 및 (d) 상기 추출된 치아영상을 기반으로 2차 다항식 피팅 알고리즘을 통해 상기 피검자의 치열구조를 영상출력장치에서 출력하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0011] 바람직하게는, 상기 (b) 단계는, (b1) 상기 획득된 CT영상 중 선택된 CT영상에서 치아의 펄프에 해당하는 부분만을 삭제 보정하는 인필(fill) 처리된 CT영상을 통하여 각 방향의 필터링 정도를 다르게 결정하여 노이즈를 제거하는 비등방성 확산 필터로 처리하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0012] 바람직하게는, 상기 (b) 단계는, 상기 (b1) 단계 이후, (b2) 상기 비등방성 확산 필터로 처리된 CT영상을 이진화 처리하는 단계; (b3) 상기 이진화 처리된 CT영상을 침식(erode) 처리하는 단계; 및 (b4) 상기 침식 처리된 CT영상을 자동화 선택 처리하여 치아 정보만을 선택하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 바람직하게는, 상기 (c) 단계는, (c1) 상기 (b) 단계 이후 상기 자동화 선택 처리된 치아영상을 팽창(dilate) 처리하는 단계; (c2) 상기 팽창 처리된 상기 치아영상을 마스킹(masking) 처리하는 단계; (c3) 상기 마스킹 처리된 치아영상을 다시 인필 처리하는 단계; 및 (c4) 상기 인필 처리된 치아영상에 대해 형태학적(morphological) 필터링을 수행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 바람직하게는, 상기 (d) 단계는, (d1) 상기 (c) 단계 이후 상기 형태학적 필터링 처리된 치아영상의 가장자리 정보를 추출하는 단계; (d2) 상기 치아영상의 가장자리 정보를 기반으로 상기 2차 다항식 피팅 알고리즘에 의해 치열구조를 추출하는 단계; 및 (d3) 상기 영상출력장치를 통해 상기 추출된 치열구조를 출력하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0015] 바람직하게는, 상기 (b1) 단계의 상기 비등방성 확산 필터 처리는,

$$\frac{\delta}{\delta t} I(i_f, t) = dvi(C(i_f, t) \cdot \nabla I(i_f, t))$$
(단, $I(i_f, t)$ 는 반복스텝 t 에서의 영상이미지, dvi 는 발산연산자, $\nabla I(i_f, t)$ 는 국부적인 영상 그라디언트, $C(i_f, t)$ 는 영상 그라디언트 크기의 단조감소함수(monotonically decreasing function)의 확산함수)의 열전도 방정식인 비등방성 프로세스를 연산하여 상기 치아영상의 노이즈를 제거하고, 그리고 상기 시간(t)과 상기 치아영상의 노이즈는 비례관계에 있는 것을 특징으로 한다.
- [0016] 바람직하게는, 상기 확산함수를 선택하기 위한 모든 영상은,

$$C(i_f, t) = \exp\left(-\left(\frac{\nabla I(i_f, t)}{K}\right)^2\right)$$
의 확산 프로세스를 연산하여 획득되고, 그리고 상기 확산 프로세스는 최근접한 4개의 이웃영상에 의한 흐름이 같은 양에 의한 영상(i_t)에서 각각의 픽셀(x, y)의 업데이트로 이루어지는 것을 특징으로 한다.
- [0017] 바람직하게는, 상기 최근접한 4개의 이웃 영상은,

$$I(i_f, t + \Delta t) \approx I(i_f, t) + \Delta t \cdot (\Phi_{east}, \Phi_{west}, \Phi_{south}, \Phi_{north})$$
(단, Δt 는 반복상수, $[\Phi_{east}, \Phi_{west}, \Phi_{south}, \Phi_{north}]$ 는 최근접한 이웃영상의 차이를 이용하여 계산된 국부적인 그라디언트의 방향, 최근접

한 이웃영상의 차이는 $\Phi(i_f, t) = C(i_f, t) \cdot \nabla I(i_f, t)$ 인 반복스텝 t에서 동쪽방향으로 $i_f(x + \Delta x, y)$, 서쪽방향으로 $i_f(x - \Delta x, y)$, 남쪽방향으로 $i_f(x, y + \Delta y)$, 북쪽방향으로 $i_f(x, y - \Delta y)$ 를 의미함)의 식을 연산하여 획득하는 것을 특징으로 한다.

[0018] 바람직하게는, 상기 (a) 단계는, (a1) CT촬영장치에서 다수의 치아영상을 획득하는 단계; 및 (a2) 상기 다수의 치아영상 중 하나를 선택하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0019] 상기한 바와 같은 본 발명은 교정치료에 사용되는 피검자의 CT영상에서 이미지 프로세싱을 통하여 피검자의 치열구조를 자동적으로 추출함으로써 치열구조의 예상을 위한 기본 자료를 제공하는 효과가 있다.

[0020] 또한, 본 발명은 영상처리장치에서 수행되는 인필 처리, 비등방성 확산 필터 처리, 이진화 처리, 침식 처리, 자동화 선택 처리, 팽창 처리, 마스킹 처리 및 형태학적 필터링 처리를 통하여 획득한 치아정보와 피검자의 실제 치아와의 매칭률을 높임으로써 정밀한 교정치료를 돕는 효과가 있다.

[0021] 또한, 본 발명은 전술한 바에 따라 교정치료에 있어 치아이동과 치아의 변화량을 정량적으로 해석 가능한 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법을 나타낸 순서도,
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법의 CT영상처리장치에서 획득한 치아영상을 나타낸 슬라이스 사진,
 도 3은 도 2의 다수의 치아영상 중 선택한 치아영상을 나타낸 사진,
 도 4는 도 3의 인필 처리된 CT영상을 나타낸 사진,
 도 5는 도 4의 인필 처리된 CT영상이 비등방성 확산 필터 처리된 CT영상을 나타낸 사진,
 도 6은 도 5의 비등방성 확산 필터 처리된 CT영상이 이진화 처리된 CT영상을 나타낸 사진,
 도 7은 도 6의 이진화 처리된 CT영상이 침식 처리된 CT영상을 나타낸 사진,
 도 8은 도 7의 침식 처리된 CT영상이 자동화 선택 처리된 치아영상을 나타낸 사진,
 도 9는 도 8의 자동화 선택 처리된 치아영상이 팽창 처리된 치아영상을 나타낸 사진,
 도 10은 팽창 처리된 치아영상이 마스킹 처리된 치아영상을 나타낸 사진,
 도 11은 마스킹 처리된 치아영상이 다시 인필 처리된 치아영상을 나타낸 사진,
 도 12는 인필 처리된 치아영상이 형태학적 필터링 처리된 치아영상을 나타낸 사진,
 도 13은 형태학적 필터링 처리된 치아영상이 오즈 알고리즘에 의해 치아의 가장자리 정보만 자동으로 추출한 사진, 및
 도 14는 가장자리 치아정보를 2차 다항식 피팅 알고리즘에 의해 치열구조를 추출한 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 본 발명의 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법을 이루는 구성단계들은 필요에 따라 일체형으로 사용되거나 각각 분리되어 사용될 수 있다. 또한, 사용 형태에 따라 일부 구성단계를 생략하여 사용 가능하다.

[0024] 본 발명에 따른 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법의 바람직한 실시 예를 도 1 내지 도 14를 참조하여 설명한다. 이 과정에서 도면에 도시된 선들의 두께나 구성요소의 크기 등은 설명의 명료성과 편의상 과장되게 도시되어 있을 수 있다. 또한, 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는

사용자, 운용자의 의도 또는 관례에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 이러한 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 기술되어야 할 것이다.

- [0025] 이하, 도 1 내지 도 14를 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법을 설명하면 다음과 같다.
- [0026] 본 발명의 일 실시예에 따른 CT영상으로부터 치열구조의 자동추출방법은 (a) CT촬영장치를 통하여 피검자의 CT영상을 획득하는 단계(S10~S20), (b) 영상처리장치로 전송된 획득된 CT영상을 보정하고, 보정된 CT영상의 노이즈 제거, 노이즈 제거된 CT영상의 이진화 처리, 이진화 처리된 CT영상의 침식 처리 및 침식 처리된 CT영상의 자동화 선택 처리하는 영상처리단계(S30~S70), (c) 영상처리된 CT영상에서 치아영상을 추출하는 단계(S80~S120), 및 (d) 상기 추출된 치아영상을 기반으로 2차 다항식 피팅 알고리즘을 통해 상기 피검자의 치열구조를 영상출력장치에서 출력하는 단계(S130~S140)를 포함한다.
- [0027] 우선, 상기 (a) 단계는 (a1) CT촬영장치(100)에서 다수의 치아영상을 획득하는 단계(S10), 및 (a2) 영상처리장치(200)에서 단일 치아영상을 선택하는 단계(S20)를 포함한다.
- [0028] 상기 (a1) 단계에서는 교정에 사용하는 피검자의 CT영상의 경우, 도 2에 도시된 바와 같이 약 460장의 슬라이스가 있고, 상기 슬라이스로부터 피검자의 두상 이미지를 프로그램(Vworks)에 의해 3차원 모델링할 수도 있다.
- [0029] 이때, 약 460장의 슬라이스에는 치아를 포함한 영상뿐만 아니라 포함하지 않는 영상도 있으므로 치아를 포함한 영상을 선택하는 과정이 먼저 수행되어야 함에 유의한다.
- [0030] 다음, 상기 (a2) 단계에서, 피검자의 머리 부분을 시작으로 치아 정보를 포함하는 슬라이스는 290 ~ 380번에 해당하며, 이 중에서 상악 혹은 하악의 치열 구조를 포함한 슬라이스인 322/323번 슬라이스 혹은 348/349번 슬라이스를 선택한다(도 3 참고).
- [0031] 다음, 상기 (b) 단계는, (b1) 획득된 CT영상 중 선택된 CT영상에서 치아의 펄프에 해당하는 부분만을 삭제 보정하는 인필(fill) 처리(S30)된 CT영상을 통하여 각 방향의 필터링 정도를 다르게 결정하여 노이즈를 제거하는 비등방성 확산 필터로 처리하는 단계(S40)를 더 포함한다.
- [0032] 즉, 상기 (b1) 단계에서는 도 4에 도시된 바와 같이 선택된 영상에 있어서 치아의 에나멜 혹은 덴틴 부분만이 보인다면 이상적이겠으나, 실제 사람의 치열에서 치아는 일정하게 고르지 않고 높이가 서로 다르므로 펄프와 같은 부분은 겹쳐 나와서 마치 치아에 구멍이 있는 것처럼 보이게 된다.
- [0033] 따라서, 이런 부분들은 이미지 처리에서 노이즈로 작용하기 때문에 치아부분 추출에 있어 그 효율을 낮추게 되므로 인필 함수를 이용하여 이와 같은 부분을 삭제한다.
- [0034] 다음, 상기 (b) 단계는, 상기 (b1) 단계 이후, (b2) 비등방성 확산 필터로 처리된 CT영상을 이진화 처리하는 단계(S50), (b3) 이진화 처리된 CT영상을 침식(erode) 처리하는 단계(S60) 및 (b4) 침식 처리된 CT영상을 자동화 선택 처리하여 치아 정보만을 선택하는 단계(S70)를 더 포함한다.
- [0035] 상기 (b2) 단계에서의 비등방성 확산 필터는 종래 대부분의 잡음제거 필터에서 영상의 경계선을 부드럽게 만드는 과정에서 영상이 흐려보이는 문제점을 보완한 것이다.
- [0036] 상기와 같은 종래의 문제점을 해소하기 위한 상기 (b2) 단계의 비등방성 확산 필터 처리는,
$$\frac{\delta I}{\delta t} = \nabla \cdot (c(x, y, t) \nabla I) = \nabla c \cdot \nabla I + c(x, y, t) \nabla^2 I$$
의 열전도 방정식을 연산하여 치아영상의 노이즈를 제거하게 되는데, 보다 구체적인 설명은 다음과 같다.
- [0037] 기본적인 원리는 등방성 필터가 모든 방향에 대해서 같은 정도로 부드럽게 만드는 필터링을 수행한다면, 비등방성 필터는 영상의 정보를 분석하여 각 방향의 필터링 정도를 다르게 결정한다는 것이다.
- [0038] 이러한 비등방성 확산 필터는 원래 열이 전도되는 현상에서 그 식이 유래되었고 방안에 뜨거운 물체가 놓이면, 그 열은 시간이 지나면서 사방으로 퍼져나가게 되며, 열전도 방정식은 열원에서 주위로 열이 시간에 따라 전달이 되는 프로세스를 기술하는 방정식이다.
- [0039] CT영상에서는 영상의 노이즈를 하나의 열원으로 취급하여 열전도 방정식을 사용하면 노이즈를 얇게 퍼지게 만들어 결과적으로 노이즈를 제거하는 효과가 발생하게 된다.

[0040] 단, 열전도 방정식은 방향성이 없는 등방성 확산을 기술하기 때문에 흐릿한 형태(Blurring)가 발생한다.

[0041] 따라서, 경계선 보존을 위해 공간으로 확산하는 역할을 하는 이미지의 라플라스 항을 그레이디언트(gradient)의 공분산 행렬의 고유벡터, 고유치 및 이미지의 헤센(hessian) 행렬 등을 조합하여 변함없는 형태를 만들며, 이에 따른 열전도 방정식은 다음과 같다.

수학식 1

$$[0042] \quad \frac{\delta}{\delta t} I(i_f, t) = dvi(C(i, t) \cdot \nabla I(i_f, t))$$

[0043] 다만, $I(i_f, t)$ 는 반복스텝 t 에서 영상이미지, dvi 는 발산연산자, $\nabla I(i_f, t)$ 는 국부적인 영상 그라디언트, $C(i_f, t)$ 는 영상 그라디언트 크기의 단조감소함수(monotonically decreasing function)의 확산함수, 확산함수의 평가(evaluate)에 의한 경계는 선택적으로 부드러워지거나 선명해진다.

[0044] 경계선을 보존하는 이미지의 그레이디언트(gradient) 함수를 선택하는 것으로 페로나(Perona)와 말릭(Malik)에 의해서 다음과 같이 제안되었으며, 열전도 방정식의 전달계수는, $c(\|\nabla I\|) = e^{-(\|\nabla I\|/K^2)}$ 의 유사방정식을 이용하여 연산하고, 그리고 시간(t)와 치아영상의 노이즈는 비례관계에 있다.

[0045] 또한, 확산함수를 선택하기 위해 모든 영상은 하기의 [수학식 2]에 의하여 얻어진다.

수학식 2

$$[0046] \quad C(i_f, t) = \exp(-(\frac{\nabla I(i_f, t)}{K})^2)$$

[0047] 다만, K 는 확산 상수 혹은 흐름(flow) 상수이다. 확산 프로세스는 최근접한 4개의 이웃(neighbors)에 의한 흐름(flow)이 같은 양에 의한 영상 i_f 에서 각각의 픽셀(x, y)의 업데이트로 이루어진다. 최근 접한 4개의 이웃(neighbors)영상은 [수학식 3]과 같이 표현할 수 있다.

수학식 3

$$[0048] \quad I(i_f, t + \Delta t) \approx I(i_f, t) + \Delta t \cdot (\Phi_{east}, \Phi_{west}, \Phi_{south}, \Phi_{north})$$

[0049] 다만, Δt 는 반복상수이고 $[\Phi_{east}, \Phi_{west}, \Phi_{south}, \Phi_{north}]$ 는 최근접한 이웃영상의 차이를 이용하여 계산된 국부적인 그라디언트의 방향이다. 최근접한 이웃영상의 차이는 $\Phi(i_f, t) = C(i_f, t) \cdot \nabla I(i_f, t)$ 인 반복스텝 t 에서 동쪽방향으로 $i_f(x + \Delta x, y)$, 서쪽방향으로 $i_f(x - \Delta x, y)$, 남쪽방향으로 $i_f(x, y + \Delta y)$, 북쪽방향으로 $i_f(x, y - \Delta y)$ 를 말한다.

[0050] 결국 비등방성 확산 필터의 성능은 반복스텝 t 와 확산상수 K 에 의해서 결정되고 반복스텝이 늘어나면 영상이 흐려지고 확산상수 K 가 커지면 또한 영상이 흐려진다.

[0051] 이때, K 는 고정상수로서 수치가 낮으면 잡음은 거의 제거되지 않으며, 반대로 수치가 너무 높으면 이미지가 비정상적으로 보이게 된다.

- [0052] 즉, 시간을 의미하는 t 는 노이즈가 확산되는 시간(연산의 반복횟수)을 기술하고 있으며 t 가 증가할수록 노이즈는 점점 많이 제거된다.
- [0053] 상기의 수학식 1 내지 3으로 연산하여 비등방성 확산 필터 처리된 피검사자의 CT영상은 도 5에 도시되어 있다.
- [0054] 한편, 확산상수는 확산 정도와 국부적인 경계 정도 사이의 관계에 의하여 결정되고 본 특허에서는 많은 시행착오 끝에 $t=10$ 과 $K=30$ 이 선택되었다.
- [0055] 또한, 상기의 프로세스는 [수학식 2]와 [수학식 3]을 MATLAB에서 구현하였으며, 이를 위한 맵파일(m-file)은 다음과 같다.
- [0056] % 2D 컨벌루션 마스크
- [0057] hN = [0 1 0; 0 -1 0; 0 0 0];
- [0058] hS = [0 0 0; 0 -1 0; 0 1 0];
- [0059] hE = [0 0 0; 0 -1 1; 0 0 0];
- [0060] hNE = [0 0 1; 0 -1 0; 0 0 0];
- [0061] hSE = [0 0 0; 0 -1 0; 0 0 1];
- [0062] hSW = [0 0 0; 0 -1 0; 1 0 0];
- [0063] hNW = [1 0 0; 0 -1 0; 0 0 0];
- [0064] % 중앙픽셀에서의 거리 정보
- [0065] dx = 1;
- [0066] dy = 1;
- [0067] dd = sqrt(2);
- [0068] % 비등방성 확산 필터계산
- [0069] % im 영상
- [0070] for t = 1:10
- [0071] % Finite differences. [imfilter(...,'conv') can be replaced by conv2(...,'same')]
- [0072] nablaN = imfilter(im,hN,'conv');
- [0073] nablaS = imfilter(im,hS,'conv');
- [0074] nablaW = imfilter(im,hW,'conv');
- [0075] nablaE = imfilter(im,hE,'conv');
- [0076] nablaNE = imfilter(im,hNE,'conv');
- [0077] nablaSE = imfilter(im,hSE,'conv');
- [0078] nablaSW = imfilter(im,hSW,'conv');
- [0079] nablaNW = imfilter(im,hNW,'conv');

```

[0080]         cN = exp(-(nablaN/Kappa).^2);
[0081]         cS = exp(-(nablaS/Kappa).^2);
[0082]         cW = exp(-(nablaW/Kappa).^2);
[0083]         cE = exp(-(nablaE/Kappa).^2);
[0084]         cNE = exp(-(nablaNE/Kappa).^2);
[0085]         cSE = exp(-(nablaSW/Kappa).^2);
[0086]         cSW = exp(-(nablaSW/Kappa).^2);
[0087]         cNW = exp(-(nablaNW/Kappa).^2);

[0088] % Discrete PDE solution.
[0089] im = im + delta_t*(...
[0090]         (1/(dy^2))*cN.*nablaN + (1/dy^2))*cS.*nablaS + ...
[0091]         (1/(dx^2))*cW.*nablaW + (1/dx^2))*cE.*nablaE + ...
[0092]         (1/(dd^2))*cNE.*nablaNE + (1/dd^2))*cSE.*nablaSE + ...
[0093]         (1/(dd^2))*cSW.*nablaSW + (1/dd^2))*cNW.*nablaNW + ...
[0094] end

```

[0095] 다음, 상기 (b3) 단계에서는 오츠(Otsu) 알고리즘에 의하여 비등방성 확산필터링 된 영상을 이진화 처리하는 것으로 자동적으로 오츠 알고리즘이 계산하여 임의의 선택된 특정 값을 경계로 하여 영상 전체를 0과 1로 처리한다(도 6 참고).

[0096] 여기서, 오츠 알고리즘은 클래스간 분산(interclass variance)에 사용되는 [수학식 4], 클래스내 분산(within-class variance)에 사용되는 [수학식 5] 및 [수학식 6]에 의해 연산된다.

수학식 4

$$\sigma_w^2 = \omega_1 \sigma_1^2 + \omega_2 \sigma_2^2$$

$$= \frac{1}{N} \left\{ \sum_{i \in S_1} (i - \mu_1)^2 n_i + \sum_{i \in S_2} (i - \mu_2)^2 n_i \right\}$$

[0097]

수학식 5

$$\sigma_B^2 = \omega_1 (\mu_1 - \mu_T)^2 + \omega_2 (\mu_2 - \mu_T)^2$$

$$= \frac{1}{N} \left\{ \sum_{i \in S_1} (\mu_1 - \mu_T)^2 n_i + \sum_{i \in S_2} (\mu_2 - \mu_T)^2 n_i \right\}$$

[0098]

수학식 6

$$\eta(T) = \left[\frac{\sigma_b^2(T)}{\sigma_{\#}^2(T)} \right]_{\max}$$

[0099]

[0100] 다음, 상기 (b4) 단계에서는 치아부분만을 선택하기 위하여 목구멍, 척추뼈, 턱뼈 등을 제거하고, 이 같은 불필요한 성분을 제거하기 위해 서로를 분리시켜야 한다.

[0101] 즉, 치아의 경우 서로 경계가 붙어 있어 비교적 넓은 영역을 가지나 그 외의 것들은 일부분의 작은 면적을 가지므로 이미지의 침식(erode) 처리를 통하여 전체적인 영상에서 각 개체의 영상 면적을 줄이게 된다(도 7 참고).

[0102] 다음, 상기 (b5) 단계에서는 가장 큰 부분을 제외한 나머지 부분을 제거하는 bwareaopen 함수(이미지 보정을 위하여 MATLAB에서 사용되는 함수)의 처리에 의하여 다음 그림과 같이 치아정보만을 선택하게 된다.

[0103] 여기서, 도 8에 도시된 바와 같이 영상의 침식 처리에 의하여 치아를 제외한 부분 영상은 그 면적이 줄어 있고 가장 큰 면적을 가지는 부분은 치아 부분에 해당한다.

[0104] 다음, 상기 (c) 단계는, (c1) 상기 (b) 단계 이후 자동화 선택 처리된 치아영상을 팽창(dilate) 처리하는 단계, (c2) 팽창 처리된 치아영상을 마스킹(masking) 처리하는 단계, (c3) 마스킹 처리된 치아영상을 다시 인필 처리하는 단계, 및 (c4) 인필 처리된 치아영상에 대해 형태학적(morphological) 필터링을 수행하는 단계를 포함한다.

[0105] 상기 (c1) 단계에서는 도 9에 도시된 바와 같이 치아정보만 선택하기 위하여 처리한 침식의 반대로 선택된 치아영상을 팽창시킨다.

[0106] 다음, 상기 (c2) 단계에서는 도 10에 도시된 바와 같이 상기 (c1) 단계의 처리에 의하여 추출된 이진화정보를 사용하여 본래 CT영상을 마스킹(masking) 처리를 하여 선택된 치아정보만을 추출한다.

[0107] 다음, 상기 (c3) 단계에서는 도 11에 도시된 바와 같이 치아정보에서 형상학적(morphological) 필터링 처리를 하기 전 이미지를 치아의 에나멜, 덴틴, 펄프와 같은 부분을 단일화 처리를 하기 위하여 인필 처리를 다시 수행한다.

[0108] 결국 형상학적 필터링에서는 치아를 하나의 객체로 간주하게 된다.

[0109] 또한, 상기 (d) 단계는, (d1) 상기 (c) 단계 이후 형태학적 필터링 처리된 치아영상의 가장자리 정보를 추출하는 단계, (d2) 치아영상의 가장자리 정보를 기반으로 2차 다항식 피팅 알고리즘에 의해 치열구조를 추출하는 단계, 및 (d3) 영상출력장치를 통해 추출된 치열구조를 출력하는 단계를 포함한다.

[0110] 또한, 상기 (d1) 단계에서는 도 12에 도시된 바와 같이 상기 (c4) 단계에서 인필 처리된 치아정보로부터 치아의 형상학적 가장자리 정보만을 추출하여 치아의 가장자리 정보를 추출한다.

[0111] 즉, 형상학적 필터링 된 이미지로 영상으로부터 오츠 알고리즘에 의하여 이진화처리를 통한 자동적으로 가장자리 정보를 추출하게 되는 것이다.

[0112] 또한, 상기 (d2) 단계에서는 도 13 및 도 14에 도시된 바와 같이 치아의 가장자리 정보를 기반으로 하여 2차 다항식 피팅 알고리즘에 의하여 치열구조를 추출하게 된다.

[0113] 즉, 서술된 방법에 의하여 CT로부터 최종적으로 추출된 치아정보의 경우 사람의 치아 구조상 설측에 비해 협측의 에나멜 부분이 두꺼워서 방사선 사진상에서 협측에 해당하는 외곽부분이 진하고 밝은 영상이 얻어지게 된다.

[0114] 이점을 이용하여 교정치료에 사용되는 아치와이어(archwire)는 결국 2차 다항식 커브(Quadratic polynomial curve) 형태를 가지므로 상기 2차 피팅 다항식 피팅 알고리즘을 이용하여 치열구조를 추출하게 되는 것이다.

[0115] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예를 참조하여 설명하였지만, 당업계에서 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 특허 청구범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

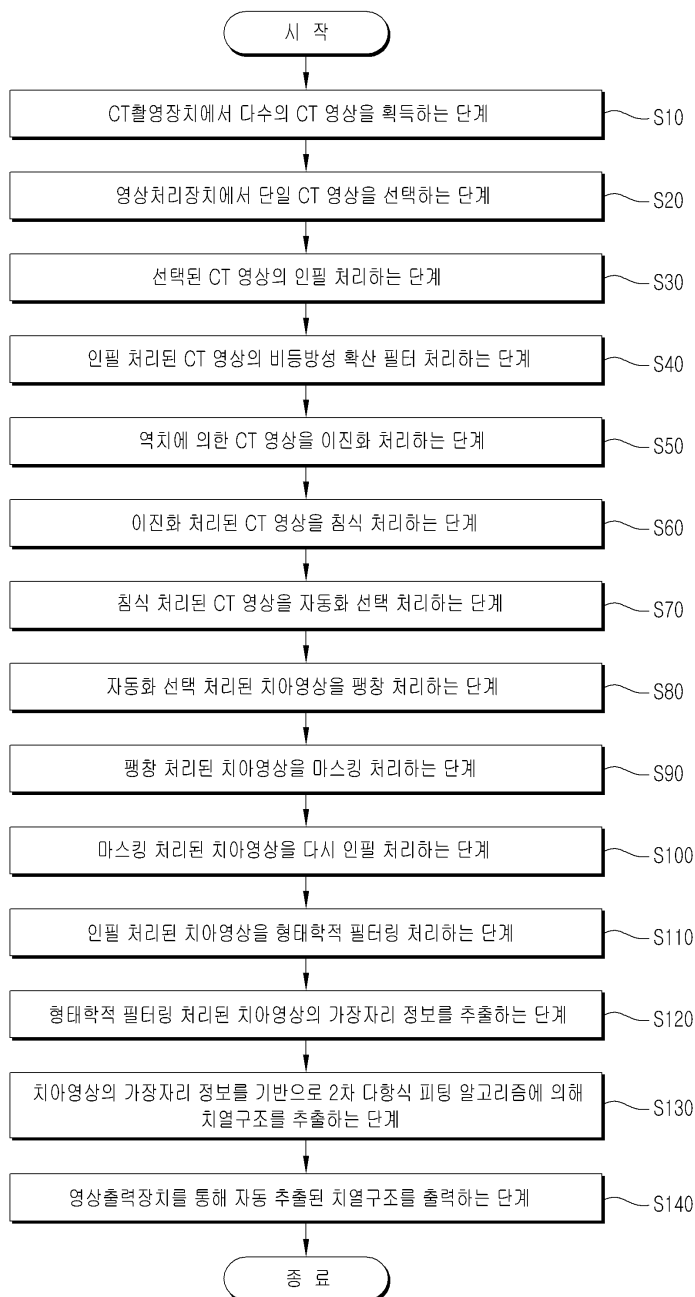
부호의 설명

[0116]

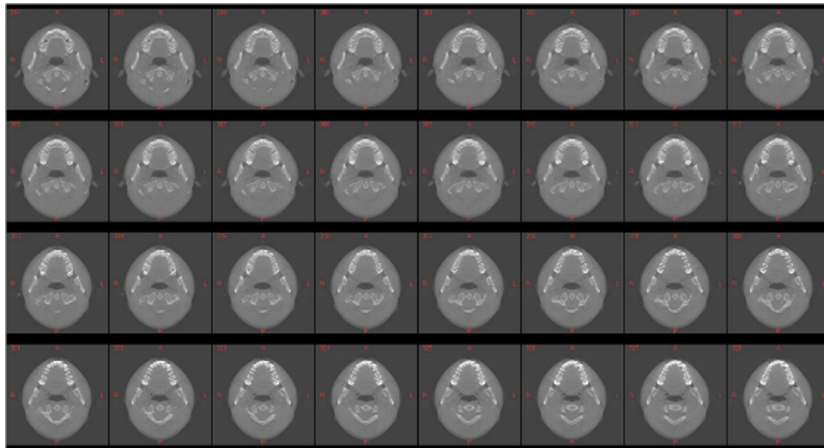
- 100 : CT촬영장치
200 : 영상처리장치
300 : 영상출력장치

도면

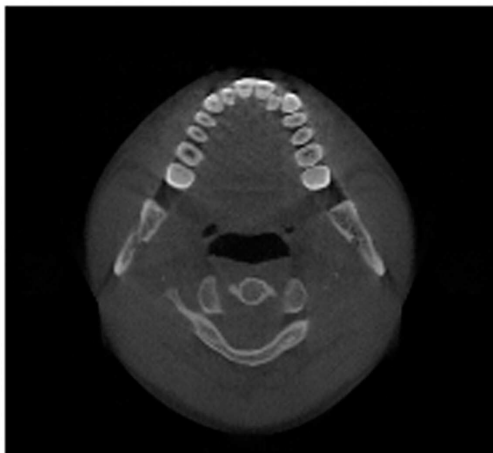
도면1



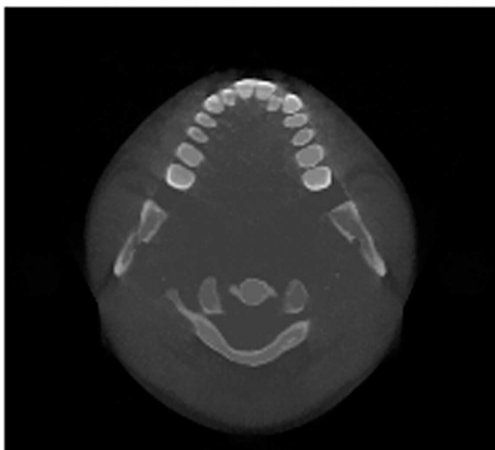
도면2



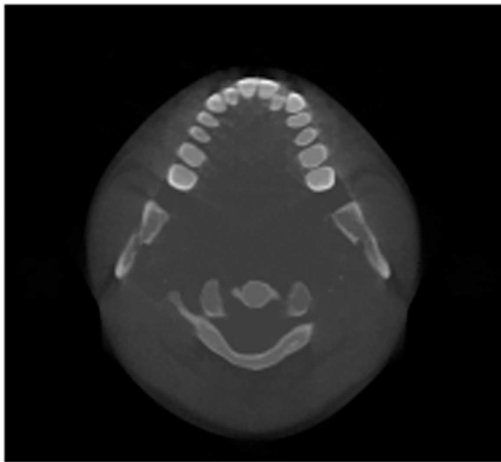
도면3



도면4



도면5



도면6



도면7



도면8



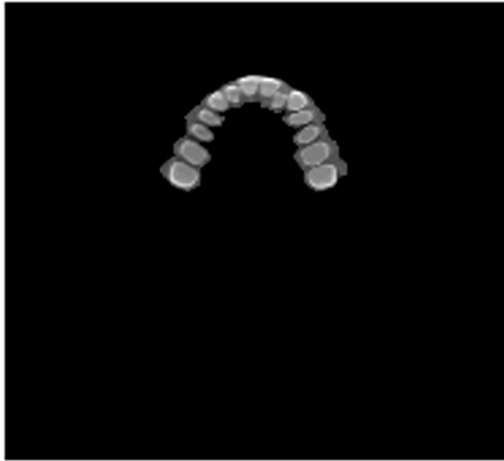
도면9



도면10



도면11



도면12



도면13



도면14

